

Rec'd PCT/PTO

20 MAY 2005
#3



REC'D 15 JAN 2004

WIPO PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen:

102 54 369.0

Anmeldetag:

21. November 2002

Anmelder/Inhaber:

Carl Zeiss Meditec AG, Jena/DE

Bezeichnung:

Ophthalmologisches Gerät mit Eye-Tracker-Einheit

IPC:

A 61 B 3/10

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 22. Oktober 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Wegner

Ophthalmologisches Gerät mit Eye-Tracker-Einheit

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung und ein Verfahren zur Augenuntersuchung sowie zur messtechnische Bestimmung der Daten des Auges, bei dem durch den Einsatz einer Eye-Tracker-Einheit die Bewegung der Augen ausgeglichen wird, so dass Ergebnisse schneller und mit erhöhter Messgenauigkeit erzielt werden.

Nach dem Stand der Technik sind zahlreiche ophthalmologische Geräte bekannt, die dazu verwendet werden können bestimmte Messaufgaben am Auge zu ermöglichen und Punkte oder Gebiete im Auge zu finden und zu untersuchen.

Die Patentschrift EP 1 088 511 beschreibt zum Beispiel ein ophthalmologisches Gerät, welches eine Positioniereinheit zum Ausrichten der Messeinheit bezüglich des zu untersuchenden Auges aufweist. Dazu ist eine Detektionseinheit vorhanden, die die relative Stellung der Messeinheit zum Auge ermittelt und während der Messung kontrolliert. Die ermittelten Messwerte werden in Abhängigkeit der von der Detektionseinheit festgestellten Augenposition gespeichert oder verworfen. Es werden so nur Messergebnisse verarbeitet und gespeichert, die bei einem exakt positionierten Auge aufgenommen wurden. Nachteilig bei dieser Lösung ist der Umstand, dass die Messeinheit des ophthalmologischen Gerätes zu Beginn der Untersuchung durch den Bediener per Joystick grob ausgerichtet werden muss.

Ein sich automatisch ausrichtendes optometrisches Messgerät und das Verfahren zu dessen Anwendung sind in der US 6,145,990 beschrieben. Diese Lösung verfügt dazu über Mittel zur Projektion einer Lichtmarke auf das Auge, Mittel zur Auswertung der Korneareflexbilder und Mittel zur Steuerung der Stellantriebe für die exakte Positionierung des optometrischen Messgerätes. Eine Positionierung erfolgt dabei in allen drei Koordinatenrichtungen für das

erste Auge und danach für das zweite Auge anhand der Lage zweier aus dem Korneareflexbild erzeugten Lichtmarken zueinander.

Bei der in der US 6,220,706 beschriebenen Lösung wird die Position der Augen ebenfalls durch Beleuchtung der Augen und anschließende Auswertung der reflektierten Strahlung ermittelt. Dazu sind zwei Paare von Strahlungsemittern und Fotodetektoren so angeordnet, dass die Fotodetektoren die vom jeweils zugehörigen Strahlungsemitter ausgesendete und vom Auge reflektierte Strahlung empfangen können. Von einem Controller werden die Daten der Fotodetektoren, die als 4-Quadrant-Fotodetektoren ausgeführt sind, analysiert um die exakte Position des Auges zu ermitteln. Diese technische Lösung ermittelt insbesondere die Fokusslage, d. h. den exakten Abstand des Hornhautscheitels von der Optik des Gerätes.

Die genannten technischen Lösungen sind zwar in der Lage sich auf das Auge des Patienten auszurichten, jedoch bleibt das Auffinden bestimmter Punkte oder Gebiete von der Geschicklichkeit des Bedieners abhängig. Die Dauer einer Untersuchung beispielsweise zur Kontrolle des Heilungsprozesses nach einem chirurgischen Eingriff ist davon abhängig, wie schnell der Bediener den bestimmten Punkt oder das betreffende Gebiete findet. Des weiteren ist eine Untersuchung unter stetig gleichen Bedingungen nicht realisierbar, so dass der Heilungsprozess ebenfalls von der subjektiven Einschätzung des Bedieners abhängig ist.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde ein ophthalmologisches Gerät zur Vermessung anatomischer Strukturen mit Hilfe variabel strukturierter Beleuchtungsmuster sowie ein Verfahren zu dessen Steuerung zu entwickeln, mit dem Augenbewegungen durch Nachführung kompensiert werden können und durch das einfache und schnelle Wiederauffinden bestimmter Punkte oder Gebiete, beispielsweise zur Kontrolle des Heilungsprozesses nach einem chirurgischen Eingriff, kürzere Behandlungszeiten möglich sind und dadurch die Belastung des Patienten minimiert werden kann.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

5

Das ophthalmologische Gerät zur Bestimmung biometrischer Daten eines Auges findet eine breite Anwendung sowohl in Arztpraxen und als auch bei Optikern. Durch die Beleuchtungsnachführung und Bewegungskompensation bei Augenbewegungen ist eine nicht unerhebliche Zeiteinsparung zu erreichen.

10

Einige ophthalmologische Geräte verwenden bereits Eye-Tracker-Einheiten, so dass kein wesentlich erhöhter oder komplizierterer gerätetechnischer Aufwand erforderlich ist.

15

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels beschrieben. Dazu zeigen:

Figur 1: eine schematische Darstellung des ophthalmologischen Gerätes,

20

Figur 2: die Darstellung eines möglichen Monitor- oder Livebildes mit einer markierten ROI.

25

Das ophthalmologische Gerät mit Eye-Tracker-Einheit ist in **Figur 1** schematisch dargestellt und besteht aus einer digital steuerbaren Beleuchtungseinheit **1** und einem als Beobachtungssystem **2** dienendem Stereomikroskop, die auf separaten Tragarmen **3a** und **3b** unabhängig voneinander schwenkbar angeordnet sind. An den Tragarmen **3a** und **3b** sind Winkelgeber-Elemente angeordnet. Die Bildaufnahmeeinheit **4** ist hierbei eine digitale hochauflösende Kamera mit hoher Bildrate. Die Beleuchtungseinheit **1** kann aus einer Lichtquelle, einem opto-elektronischen Bauelement mit einzeln ansteuerbaren Pixelelementen und einer Projektionseinheit bestehen. Als opto-elektronisches Bauelement können hierbei Mikrodisplays, z. B. vom DMD-Typ, LCOS-Typ, LCD-Typ oder LED-Typ mit jeweils einzeln ansteuerbaren

30

Pixelelementen zum Einsatz kommen. Diese als Beleuchtungseinheit 1 dienenden Mikrodisplays sind vorzugsweise zur Bildrate der Bildaufnahmeeinheit 4 synchronisiert und mit einem optischen

Abbildungssystem 5 und einer zentralen Steuereinheit 6 zur Erfassung,

5 Verarbeitung und Speicherung der Daten verbunden. Die zentrale Steuereinheit 6 verfügt über eine Benutzeroberfläche und weist Verbindungen auf zu einem als Ausgabeeinheit dienenden Monitor 7 und/oder Drucker, zu einer Eye-Tracker-Einheit 8 sowie zu den Parametergeber-Elementen. Zweckmäßiger Weise ist die Eye-Tracker-Einheit 8 mit der optischen Achse 15 des als

10 Beobachtungssystem 2 dienenden Stereomikroskops über einen Spiegel gekoppelt, damit eine Parallaxe nicht berücksichtigt zu werden braucht.

Vorzugsweise verfügt die Bildaufnahmeeinheit 4, zur Korrektur nach dem Scheimpflugprinzip über eine Einrichtung zur Neigung des Kamerachips

15 bezüglich der optischen Achse 15 und ist auch in der Lage Bildsequenzen aufzunehmen. Die Benutzeroberfläche der Steuereinheit 6 verfügt über Eingabegeräte, wie Tastatur 9, Maus 10, Trackball, Joystick oder ähnliches, über die verschiedene Steuer- und Auswertemoden aufgerufen werden können.

20 Bei dem Verfahren wird das zu untersuchende Auge 12 des Patienten 11 durch die vorhandene Kinnstütze 13 und Stirnstütze 14 in eine fixierte Position gebracht. Die Eye-Tracker-Einheit 8, die beispielsweise aus einer Kamera und einer geeigneten IR-Beleuchtung besteht, liefert Signale, die die Lage des Pupillenzentrums exakt definieren. Diese Koordinaten definieren die Lage des

25 Patientenauges 12 relativ zur Eye-Tracker-Einheit 8 und somit auch zur optischen Achse des ophthalmologischen Gerätes selbst. Bei Bewegung des Patientenauges 12 wird von der zentralen Steuereinheit 6 ein entsprechender Sollwert bezüglich Betrag und Richtung für die Nachführung generiert. Die Differenz zwischen der optischen Achse des Auges 12 und der optischen Achse

30 15 des ophthalmologischen Gerätes wird dabei durch relative Nachführung der Beleuchtungsmuster auf dem verwendeten Mikrodisplay und ständige Kontrolle durch die Eye-Tracker-Einheit 8 auf Null abgeglichen. Dies ist möglich, da die

Eye-Tracker-Einheit 8 über eine hohe Messwiederholrate verfügt und mehrfach pro Sekunde die genauen Koordinaten der Pupillenmitte liefert. Die Nachführung erfolgt dabei nur rein elektrisch optisch über die Pixelelemente des Displays ohne das Gerät oder dessen Teile zu bewegen. Durch die
 5 Projektion der quasi beweglichen Muster wird das Bild am Auge 12 nachgeführt. Damit lässt sich zum Beispiel ein virtuelles Koordinatensystem mit einem bestimmten Punkt des Auges wie z. B. dem Pupillenmittelpunkt „fest verbinden“. Dieses Koordinatensystem wird der Augenbewegung online nachführen, so dass es den Anschein hat mit dem Auge „fest verbunden“ zu
 10 sein.

Für die Untersuchungen und Messungen am zu untersuchenden Auge 12 werden unterschiedlichste Beleuchtungsmuster auf das Auge 12 projiziert, die beliebig in Richtung und Betrag verschoben, um frei wählbare Referenzpunkte
 15 gedreht und in ihrer Einstrahlrichtung zur optischen Achse 15 frei wählbar sind. Mit Hilfe der Eye-Tracker-Einheit 8 können nunmehr die auf das Auge 12 projizierten Lichtmarken und/oder Koordinatensysteme 17 der Augenbewegung nachgeführt werden. Dazu werden Lichtmarken beliebiger Form generiert und mit einem Joystick oder einer Maus 10 relativ zum Auge 12 positioniert und
 20 „verankert“. Diese verschiedenen Beleuchtungsmuster werden bezüglich ihrer Lage am Auge 12 trotz Augenbewegung mittels Nachführung in Echtzeit ortsfest gehalten, indem die Eye-Tracker-Einheit 8 fortlaufend eine Detektion der Pupille durchführt. Die Nachführung auf Grundlage dieser Detektion der Eye-Tracker-Einheit 8 erfolgt durch die Beleuchtungseinheit 1, deren opto-
 25 elektronisches Mikrodisplay so dimensioniert ist, dass der gesamte zu untersuchende Augenbereich beleuchtet werden kann. Somit erfolgt die Nachführung der Beleuchtungsstrukturen ohne jegliche mechanisch bewegten Teile.

30 Beispielsweise werden für die Bestimmung der Oberflächenform oder der Dicke der Hornhaut geeignete Beleuchtungsmuster, wie beispielsweise Gitter, Linien, Sterne, Ringe o. ä. bei variablen Einstrahlwinkeln auf das Auge projiziert. Alle

relevanten Einstellparameter (Winkel, Liniendicke, Helligkeit, Abstände usw.) werden zusammen mit der Aufnahme dokumentiert und abgespeichert. Eine Berechnung der biometrischen Daten erfolgt im Anschluss durch Triangulation unter Berücksichtigung der brechenden Medien des Auges. Des weiteren
 5 können aber auch Parameter des Auges, wie beispielsweise Radius und Dicke der Hornhaut an verschiedenen Orten, Ausdehnung der Vorderkammer und der Augenlinse oder Durchmesser und Ausdehnung von Pupille oder Iris ermittelt werden.

- 10 Das Auffinden von Beleuchtungsmustern in digitalen Bildern kann durch Differenzbilddaufnahmen erfolgen, indem zwei, in unmittelbarer zeitlicher Abfolge bei alleiniger Änderung des Beleuchtungsmusters, aufgenommene Bilder voneinander subtrahiert und somit alle störenden ortsfesten Bildinformationen, wie beispielsweise Reflexe, eliminiert werden. Das Beleuchtungsmuster wird
 15 dabei nur elektrisch optisch um einen geringfügigen Betrag in beliebiger Richtung verschoben.

- Das Signal der Eye-Tracker-Einheit 8 kann auch zur Markierung und Wiederauffindung eines Gebietes oder Ortes verwendet werden. Die Eye-
 20 Tracker-Einheit 8 erfasst vorzugsweise das zu untersuchende Auge 12 bis zum Irisrand, was einem Durchmesser von etwa 12mm Durchmesser entspricht. Die verschiedensten Beleuchtungsmuster zur Kennzeichnung und Markierung von interessierenden Gebieten (Region of Interest, ROI) 18 werden online auf dem Auge 12 bzw. dem Monitor 7 positioniert und ortsfest gehalten, oder sie können
 25 nach Speicherung der relevanten Positionsparameter des Systems zukünftig zum Wiederauffinden genau dieser ROI 18 genutzt werden. Dazu werden die Daten der Bildaufnahmeeinheit 4 für eine spätere Verwendung gespeichert.

- Über die an den Schwenkarme 3a und 3b der Beleuchtungseinheit 1 und der
 30 Beobachtungssystem 2 angebrachten Winkelgeber erfolgt eine Speicherung der Einstellungen. Die Winkelgeber arbeiten dabei vorzugsweise digital. Zur einfachern und schnellen Rekonstruktion der gespeicherten Beleuchtungs- und

Beobachtungsbedingungen ist es zweckmäßig, dass die Schwenkarme **3a** und **3b** zusätzlich über jeweils einen automatischen Stellantrieb zum Einstellen der zuvor gespeicherten Werte verfügen. Die Festlegung oder Wiederherstellung der relevanten Benutzungsparameter und Einstellungen am System können
5 entweder halbautomatisch durch den Benutzer selbst oder vollautomatisch per Stellantrieb erfolgen.

Es ist sinnvoll, dass im Einblick des Beobachtungssystems und/oder im Monitorbild zusätzliche Parameter, wie beispielsweise die Winkелеinstellungen
10 für Beleuchtung **19a** und Beobachtung **19b**, die Vergrößerungsstufe **20** des Beobachtungssystems u. a. mit dargestellt werden. **Figur 2** zeigt dazu ein mögliches Monitor- oder Livebild mit einer markierten ROI.

Eine weitere Automatisierung der Untersuchungsabläufe ist möglich, wenn
15 derartige ophthalmologische Untersuchungsgeräte über Mittel verfügen mit denen sie sich nach einer automatischen Augendetektion auch selbsttätig auf das zu untersuchende Auge positionieren. Nach dem beschriebenen Stand der Technik sind dazu zahlreiche technische Lösungen bekannt.

20 Mit dem erfindungsgemäßen ophthalmologischen Gerät zur Untersuchung und zur Bestimmung biometrischer Daten eines Auges, sowie dem Verfahren zu dessen Anwendung wurde eine Lösung vorgeschlagen, die sowohl die Untersuchung als auch die Bestimmung der biometrischen Daten eines Auges für den Anwender und Patienten verbessern, vereinfachen und beschleunigen.
25 Mit Hilfe der variabel erzeugbaren Strukturierten Beleuchtungsmuster kann die Untersuchung der jeweiligen Aufgabenstellung, beispielsweise der Vermessung der anatomischen Verhältnisse am und im Auge, optimal angepasst werden. Die Erfassung aller aufnahmerelevanten Einstellparameter kann zum einen für die im Anschluss erfolgende Berechnung der Triangulation oder zum anderen
30 für die Rekonstruktion der betreffenden Beobachtungsverhältnisse genutzt werden. Durch elektrisch optische Nachführung der Projektionsmuster auf dem Mikrodisplay kann die Bewegung der Augen kompensiert und die

Störunterdrückung und Aufnahmequalität bedeutend verbessert werden. Durch Differenzbildverfahren lassen sich Störquellen in Aufnahmen ausschalten. Bei wiederholten Untersuchungen zur Feststellung von Veränderungen, z. B. während des Genesungsprozesses nach einer Augenoperation, können auf einfache Weise die interessierenden Stellen (ROI) erneut aufgefunden und untersucht werden. Besonders vorteilhaft ist dabei, dass anhand der gespeicherten Daten, u. a. auch der Winkel für die Einstrahlung und die Beobachtung, eine Untersuchung der betreffenden Stelle (ROI) unter den exakt gleichen Bedingungen erfolgt. Die Feststellung von Veränderung während des Genesungsprozesses kann dabei noch schneller und präziser erfolgen, wenn das ophthalmologische Gerät über automatische Stellantriebe verfügt, die anhand der gespeicherten Einstellparameter eine automatische Augenfindung und Positionierung ermöglichen.

Die vorliegende Erfindung kann vorteilhaft im Zusammenhang mit einer Anordnung und einem Verfahren zur Bestimmung der biometrischen Daten eines Auges mit strukturierter Beleuchtung und nachfolgender Triangulation anhand manueller oder gespeicherter Verfahrensabläufe genutzt werden. Mittels Kompensation der Augenbewegungen des Patienten kann die Messgenauigkeit und Unterdrückung von Störgrößen während der Messung wesentlich verbessert werden. Die Erfindung kann beispielsweise auch dazu benutzt werden, um mittels elektronischer, software-gesteuerter Beleuchtungsvorrichtungen Strukturen auf das Auge zu projizieren. Diese werden auf das Auge ausgerichtet, mit einer bestimmten Position des Auges wie z. B. dem Pupillenmittelpunkt „fest verbunden“ und somit der Bewegung der Augen online nachgeführt. Bewegungen des Auges werden dabei kompensiert, so dass die Struktur an einer fixierten Position relativ zum Auge dargestellt wird. Eine weitere Anwendung ist z. B. die bei vorhergehenden Untersuchungen markierte Position am oder im Auge automatisch wiederzufinden und erneut zu markieren oder zu vermessen. Ferner kann eine Anordnung und/oder ein Verfahren nach diesem Prinzip benutzt werden, um eine Ausrichtung des gesamten ophthalmologischen Gerätes relativ zur Augenposition vorzunehmen.

Bezugszeichenliste

| | | |
|----|--------|---|
| | 1 | Beleuchtungseinheit |
| | 2 | Beobachtungssystem |
| 5 | 3a, 3b | Tragarme |
| | 4 | Bildaufnahmeeinheit |
| | 5 | optisches Abbildungssystem |
| | 6 | zentrale Steuereinheit |
| | 7 | Monitor |
| 10 | 8 | Eye-Tracker-Einheit |
| | 9 | Tastatur |
| | 10 | Maus |
| | 11 | Patient |
| | 12 | zu untersuchendes Auge |
| 15 | 13 | Kinnstütze |
| | 14 | Stirnstütze |
| | 15 | optische Achse |
| | 16 | Stellantrieb |
| | 17 | Koordinatensystem |
| 20 | 18 | Region of interest (ROI) |
| | 19a | Winkeleinstellungen für die Beleuchtung |
| | 19b | Winkeleinstellungen für die Beobachtung |
| | 20 | Vergrößerungsstufe |

Patentansprüche

- 5 1. Ophthalmologisches Gerät mit Eye-Tracker-Einheit (8), bestehend aus einer steuerbaren Beleuchtungseinheit (1) und einem Beobachtungssystem (2), die auf separaten Tragarmen (3a, 3b) angeordnet sind, bei dem eine Bildaufnahmeeinheit (4), ein optisches Abbildungssystem (5) und eine Ausgabeeinheit Verbindungen zu einer zentralen Steuereinheit (6) aufweisen.
- 10 2. Ophthalmologisches Gerät nach Anspruch 1, bei dem die separaten Tragarmen (3a, 3b) der Beleuchtungseinheit (1) und des Beobachtungssystems (2) unabhängig voneinander schwenkbar sind und über Geberelemente verfügen.
- 15 3. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem zusätzlich am Zoomsystem und am Vergrößerungswechsler Geberelemente angeordnet sind.
- 20 4. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die Eye-Tracker-Einheit (8) über eine hohe Messwiederholrate verfügt, einen Bildbereich aufweist, der das zu untersuchende Auge (12) bis zum Irisrand erfasst und die optische Achse (15) der Eye-Tracker-Einheit (8) mit der des Beobachtungssystems (2) übereinstimmt.
- 25 5. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die als Bildaufnahmeeinheit (4) dienende digitale hochauflösende Kamera über eine hohe Bildrate verfügt,
- 30 6. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die Bildrate der als Bildaufnahmeeinheit (4) dienenden

digitalen hochauflösenden Kamera synchron zur Bildrate der digitalen Beleuchtungseinheit (1) arbeitet.

- 5 7. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die zentrale Steuereinheit (6) über eine Benutzeroberfläche mit üblichen Eingabegeräten, wie Tastatur (9), Maus (10), Trackball, Joystick oder ähnlichem verfügt und verschiedene Steuer- und Auswertemoden aufweist.
- 10 8. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die Ausgabeeinheit ein Monitor (7) und/oder Drucker ist.
- 15 9. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die Schwenkarme der Beleuchtungseinheit (1) und der Beobachtungseinrichtung (2) jeweils über einen Winkelgeber und/oder einen Stellantrieb (16) verfügen.
- 20 10. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem das Zoomsystem und der Vergrößerungswechsler jeweils über ein Geberelement und/oder einen Stellantrieb (16) verfügt.
- 25 11. Ophthalmologisches Gerät nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem Parameter des Beleuchtungsmusters von der zentralen Steuereinheit (6) gespeichert und in einer Anzeigeeinheit auf dem Monitorbild oder über eine Dateneinspiegelung im Einblick oder Okular angezeigt werden.
- 30 12. Verfahren zum Betreiben eines ophthalmologischen Gerätes mit Eye-Tracker-Einheit (8), bei dem unterschiedlichste Beleuchtungsmuster generiert und auf das Auge (12) projiziert werden können, die beliebig in Richtung und Betrag verschoben, um frei wählbare Referenzpunkte gedreht,

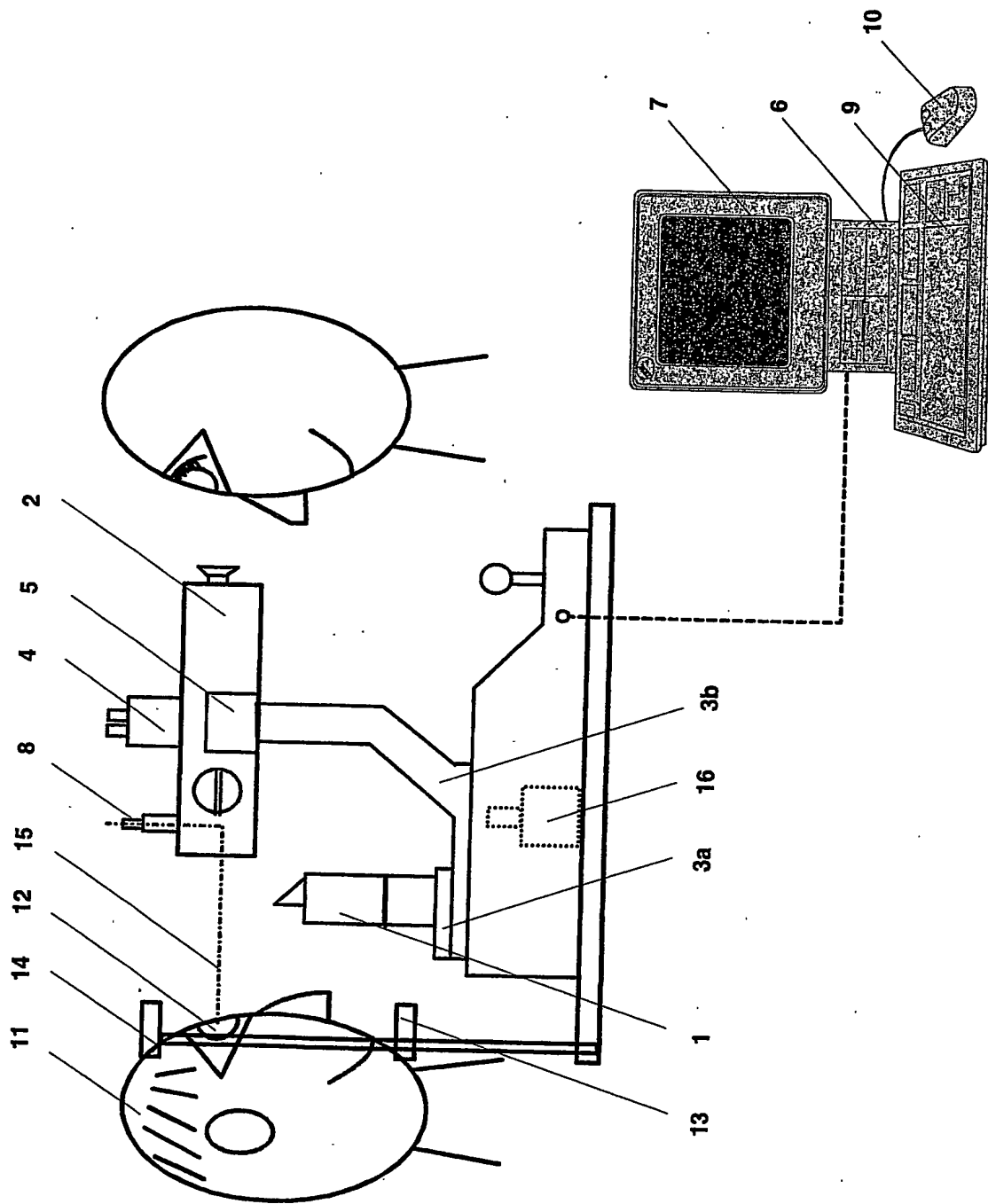
in ihrer Größe und Linienbreite skalierbar, in ihrer Einstrahlrichtung zur optischen Achse (15) frei wählbar sind und die mittels bewegungsfreier Nachführung in Echtzeit auf dem Auge (12) ortsfest gehalten werden.

5 13. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem verschiedenste Beleuchtungsmuster zur Kennzeichnung und Markierung von interessierenden Gebieten (Region of Interest, ROI) (18) online auf dem Auge (12) bzw. Monitor (7) ortsfest gehalten werden können und nach Speicherung relevanter
10 Positionsparameter des Systems zukünftig zum Wiederauffinden der ROI (18) genutzt werden können.

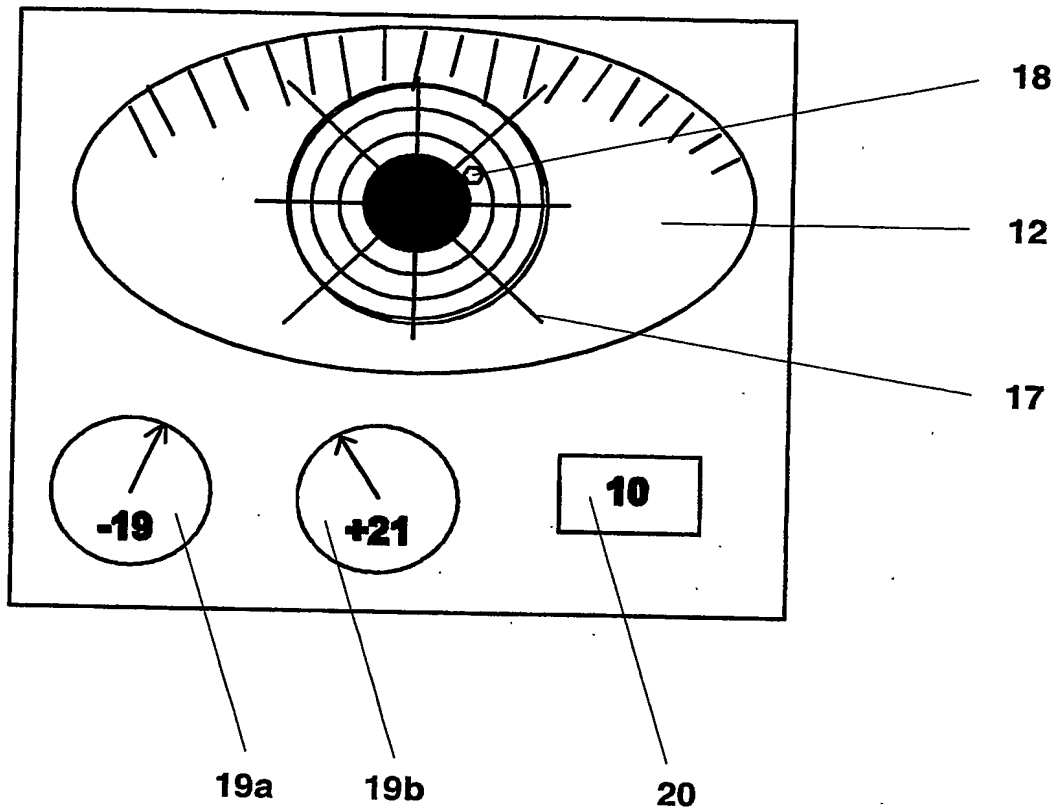
14. Verfahren nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem neben den relevanten Positionsparametern zusätzlich Parameter wie Vergrößerung, Musterparameter, Helligkeit, Koordinaten, Zeit u. a. zum
15 Wiederauffinden der ROI (18) gespeichert werden können.

15. Verfahren nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem geeignete skalierbare Beleuchtungsmuster bei variablen Einstrahlwinkeln auf das Auge (12) projiziert werden und die Berechnung der biometrischen
20 Daten durch Triangulation unter Berücksichtigung der brechenden Medien des Auges (12) erfolgt.

16. Verfahren nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, wobei das Auffinden von Beleuchtungsmustern in digitalen Bildern durch
25 Differenzbildaufnahmen erfolgen kann, indem zwei oder mehr, in unmittelbarer zeitlicher Abfolge bei alleiniger minimaler Änderung des Beleuchtungsmusters aufgenommene Bilder voneinander subtrahiert und dadurch alle störenden ortsfesten Bildinformationen eliminiert werden.



Figur 1



Figur 2

Zusammenfassung

Ophthalmologisches Gerät mit Eye-Tracker-Einheit

5 Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung und ein Verfahren zur Augenuntersuchung und/oder zur Bestimmung der biometrischen Augendaten, bei dem durch den Einsatz einer Eye-Tracker-Einheit die Bewegung der Augen ausgeglichen wird.

10 Die Anordnung besteht aus einer steuerbaren digitalen Beleuchtungseinheit und einem Beobachtungssystem, die auf separaten Tragarmen angeordnet sind. Eine vorhandene zentrale Steuereinheit weist Verbindungen zu einer Bildaufnahmeeinheit, einem optischen Abbildungssystem, einer Eye-Tracker-Einheit und einer Ausgabeeinheit auf. Desweiteren sind Geberelemente
15 und/oder Stellantriebe an den separaten Tragarmen, am Zoomsystem sowie am Vergrößerungswechsler vorgesehen.

Mit Hilfe der variabel erzeugbaren strukturierten Beleuchtungsmuster kann die Untersuchung der jeweiligen Aufgabenstellung optimal angepasst werden.

20

Die Erfassung aller aufnahmerelevanten Einstellparameter kann für Berechnungen und zur Rekonstruktion der betreffenden Beobachtungsverhältnisse genutzt werden.

25 Bei wiederholten Untersuchungen zur Feststellung von Veränderungen, z. B. während des Genesungsprozesses nach einer Augenoperation, können auf einfache Weise die Stellen erneut aufgefunden und unter den exakt gleichen Bedingungen untersucht werden.

30

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.